

МОДЕЛЮВАННЯ СИЛ М'ЯЗІВ ПЛЕЧОВОГО СУГЛОБУ, ЩО ВИНИКАЮТЬ ПРИ ВІДВЕДЕННІ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

Кравченко Д.Д.¹, Страфун О.С.¹, Суворов В.Л.¹,
Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м.Київ

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН
України», м.Харків

Ключові слова: плечовий суглоб, відведення, м'язи, ізометрична сила, момент сили.

Вступ. Моделювання роботи м'язів плечового суглоба під час відведення верхньої кінцівки є важливим напрямком у біомеханіці, медичній реабілітації, спортивній медицині та ендопротезуванні [1]. Робота плечового суглоба залежить від складної взаємодії м'язів, сухожиллів та кісткових структур. Амплітуда рухів в плечі становить від 0 до 180° [2]. У центрі цього складного механізму знаходяться дельтоподібний м'яз та м'язи ротаторної манжети плеча, які виконують унікальні, але взаємодоповнюючі функції при відведенні верхньої кінцівки [3].

З точки зору ендопротезування плечового суглобу (*анатомічним протезом* – TSA або *реверсивним протезом* – RSA) функціонування вищезгаданих м'язів не може бути переоціненою. Відомо, що при TSA м'язи ротаторної манжети є основним стабілізатором [4]. В той час, як функціонування RSA залежить в першу чергу від роботи дельтоподібного м'язу (при RSA центр обертання переноситься медіально та дистально, збільшуючи важель дельтоподібного м'язу, що дозволяє компенсувати відсутність надостьового м'язу [2]. Дослідження показують збільшення активності переднього та середнього пучків дельтоподібного м'язу на 30-40% порівняно з анатомічним протезуванням [5]. Підлопатковий м'яз, в свою чергу, грає роль переднього стабілізатора для компонентів ендопротезу; його дисфункція після RSA може спричинити нестабільність імплантата [6]. Хоча RSA призначений для пацієнтів із пошкодженнями ротаторної манжети, залишкова функція цих м'язів може покращити кінематику суглоба та зменшити навантаження на компоненти ендопротеза [5].

З урахуванням впливу вищезгаданих м'язів на функціонування ендопротезу було запропоновано певні стратегії збереження м'язів: 1) мінімально-інвазивні доступи [7], 2) прецизійне позиціонування

компонентів ендопротезу [8], 3) рання мобілізація та післяопераційна реабілітація [9]. Таким чином, дослідження роботи цих м'язів під час виконання відведення може допомогти краще зрозуміти пікові навантаження на певні м'язи і оптимізувати результати після RSA.

Мета: оцінити силовий внесок окремих м'язів плечового поясу при відведенні верхньої кінцівки в плечовому суглобі для подальшого застосування в клінічній практиці для покращення результатів реверсивного ендопротезування плечового суглобу.

Матеріали і методи. Методологічну основу дослідження становить модель DAS3. Концептуальні засади та математичний апарат моделі детально представлені в науковій публікації Chadwick E. та колег [10]. Загальна кількість м'язових елементів у моделі становить 138. Дослідження відведення верхньої кінцівки передбачало моделювання рухів у плечовому суглобі (GH) за нейтрального положення ротації плечової кістки. Критерієм відведення слугувала зміна кута в GH за віссю Z. Відповідно до особливостей розробленої моделі, діапазон вивчення руху обмежено інтервалом від 0° до 90°.

Експериментальні умови включали два варіанти навантаження: пасивний рух без додаткового навантаження (Passive) та відведення з вантажем 2 кг

Результати. Функціональна роль дельтоподібного м'яза при відведенні руки. Дельтоподібний м'яз (*musculus deltoideus*) є ключовим м'язом плечового поясу, який забезпечує відведення руки та виконує складні біомеханічні функції. Він складається з трьох функціональних порцій: Передня порція (*pars clavicularis*), Середня порція (*pars acromialis*) та Задня порція (*pars spinalis*) [11].

При відведенні руки середня порція дельтоподібного м'яза виконує провідну роботу - створює основну рушійну силу для підняття руки, забезпечує підняття кінцівки до кута 90° відносно тулуба та генерує максимальний крутний момент у площині відведення.

М'яз працює в координації з м'язами ротаторної манжети для стабілізації плечового суглоба. Дельтоподібний м'яз відповідає за підняття руки в сторону та утримання руки в піднятому положенні, забезпечує просторову орієнтацію верхньої кінцівки. Ефективність роботи дельтоподібного м'яза залежить від координованої активності всього м'язово-суглобового комплексу плечового поясу [12].

Розглянемо, яку силу необхідно розвивати порціям дельтоподібного м'язу для відведення руки в плечовому суглобі. Враховуючи те, що верхня кінцівка має певну вагу, то для її підняття м'яз повинен

розвинути силу для його виконання. При підйомі руки з вагою (2 кг), відповідні м'язи повинні розвинути додаткові зусилля.

Розглянемо функцію передньої порції дельтоподібного м'язу при відведенні на 90° без навантаження та з вагою 2 кг. За даними моделювання визначено, що при відведенні руки без ваги. Сила передньої порції дельтоподібного м'язу практично не змінюється, її максимум припадає на кут 20° і становить 100 Н. При відведенні кінцівки з вагою 2 кг, спостерігаємо збільшення необхідної сили до 180 Н при відведенні на 20° . Ділі сила м'язу поступово знижується через те, що подальший рух перехоплюють інші м'язи.

Крутний момент при відведенні руки без навантаження також змінюється повільно – від 0 при куті відведення біля 20° до 2 Нм при 90° . Відведення кінцівки з вагою збільшує крутний момент від 0 на тих же 20° до 6 Нм при куті 90° . Зона від'ємних значень крутного моменту показує напрямок руху кінцівки. Тобто анатомічне розташування суглоба в нормі становить 20° . При 0° , тобто коли кінцівка розташована вздовж тулуба, напрямок моменту направлений в іншу сторону від напрямку руху.

Основна функція акроміальної порції дельтоподібного м'язу полягає саме у відведенні кінцівки. При відведенні без ваги спостерігаємо зону збудження м'язу від 0° до 50° . Більш виражена аналогічна зона збудження при відведенні руки з вагою. Після відведення на 50° спостерігаємо поступове зниження вили. При розгляді крутного моменту, який створює *pars acromialis*, чітко спостерігається його зростання до кута 50° , і значне зменшення при подальшому відведенні кінцівки. Особливо це помітно при відведенні руки з вагою.

Спінальна порція дельтоподібного м'язу. При відведенні з вагою спостерігаємо трикратне збільшення сили м'язу без виражених піків. Крутний момент спінальної порції при відведенні без ваги представляє собою графік поступового зростання від - 2 Нм (за модулем 2 Нм, направлено в протилежний бік від напрямку руху) до 1 Нм при 90° відведення. При рухах з вагою, інтервал зміни крутного моменту більший – від 7 Нм до 4 Нм. При обох досліджених рухах, нульовий момент припадає на кут відведення 50° .

До ротаційної манжети плечан відносять 4 основних м'язи *m. supraspinatus*, *m. scapularis*, *m. infraspinatus* і *m. teres major*. Основна функція цих м'язів полягає у стабілізації плеча, і при рухах кінцівки,

напрямок дії сили цих м'язів направлений в протилежну сторону від руху кінцівки.

Розглянемо функцію *m. supraspinatus*. При відведенні руки без навантаження можна спостерігати що сила м'яза зменшується при збільшення кута відведення. Це можна пояснити тим, що відведення руки призводить до зменшення довжин м'яза. При куті від 10° до 60° спостерігаємо відносно постійний рівень активності м'язу десь у межах від 70 Н до 50 Н, то при подальшому відведенні відмічене помітне зниження сили м'язу до 25 Н. При відведенні кінцівки з вагою, спостерігаємо збільшення сили м'язу втричі – до 175 Н на інтервалі від 10° до 50° з подальшим помітним зниженням сили до 100 Н. Графік крутного моменту ідентичний за розвиток сили, тобто момент постійний на інтервалі від 10° до 50° . Відсутність помітних змін сили і крутного моменту *m. supraspinatus* свідчить про те, що м'яз виконує роль стабілізації суглоба при рухах кінцівки і не приймає безпосередньо участі у його забезпеченні, а зниження сили і моменту показує напрямок протилежний розвитку руху.

Функція *m. subscapularis* при відведенні руки наведено на рис. 6. При відведенні без навантаження спостерігаємо помірне зниження сили м'язів від 140 Н на початку руху до 130 Н при куті 90° . При відведенні руки з вагою можна виділити зону стабільного збудження від 0° до 40° на рівні 420 Н з поступовим зниженням сили при подальшому руху кінцівки.

При відведенні руки без ваги графік крутного моменту має незначне зростання на відрізку від 0° до 50° з 0 Нм до 1 Нм з подальшим зниженням до 0,5 Нм при куті 90° . При відведенні з вагою, м'яз відповідно збільшує крутний момент суглоба від 0 Нм на початку руху до 3 Нм при куті відведення 55° та подальшим зниженням, відповідно зниженню сили.

Розглянемо функціональність *m. supraspinatus*. Відмітимо, що цей м'яз стабілізує суглоб з боку спини. При розвороті голівки його довжина зменшується, що відображається у зменшенні його сили при відведенні руки. При відведенні без ваги сила *m. supraspinatus* змінюється від 130 Н на початку руху до 30 Н при 90° . При рухах з вагою сила м'яза збільшується, але падіння сили більш виражене – від 370 Н на початку руху до 100 Н при повному відведенні.

Крутний момент суглоба, який забезпечує *m. supraspinatus* при відведенні руки без ваги представляє собою помірний графік з піком до 2,0 Нм на куті 30° , у той же час крутний момент при відведенні з вагою

показує значне збільшення до 5,6 Нм також при куті 30° з подальшим вираженим падінням до 1,5 Нм.

М'яз ротаторної манжети *m. teres minor* стабілізує суглоб знизу, тому активний впродовж всього періоду відведення руки. Сила м'яза при відведенні без ваги виходить на свій максимум 50 Н десь при куті від 20° до 30° і залишається постійною до кінця руху. При підйомі з вагою сила м'яза збільшується до 140 Н при куті 30° і також залишається постійною впродовж всього руху кінцівки (рис. 8, б).

Аналіз крутного моменту показав, що *m. teres minor* при відведенні руки без ваги мало змінюється – від - 0,5 Нм на початку руху до 0,5 Нм в кінці. При відведенні з вагою, крутний момент більш виражений і змінюється від -1,3 Нм до 1,25 Нм. Як вже пояснювали. Від'ємне значення моменту показує напрямок дії сили, тобто в даному випадку момент направлений в протилежний бік від напрямку руху.

Обговорення. Виходячи з аналізу результатів отриманих в роботі, визначено, що з розглянутих м'язів основним, відповідальним за відведення верхньої кінцівки, є *m. deltoideus, pars acromial*. Саме ця порція дельтоподібного м'язу розвиває максимальну силу при відведенні руки. Інші м'язи виконують переважно роль стабілізаторів, робота який направлена на утримання плеча у суглобовій западині. Їх сила направлена в протилежний бік від напрямку руху. Відмітимо, що активність м'язів, які вивчали в даній роботі була переважно до кута відведення від 30° до 50°, в залежності від функції м'язів при виконанні відведення. Для здійснення подальшого руху вище 30° в роботу залучається лопатка зі своїм м'язовим апаратом. Саме при куті відведення у 30°-50° спостерігаємо або зменшення сили м'язів, або перехід у режим підтримки (*m. subscapularis* та *m. teres minor*).

Висновки. Провідну роль у відведенні верхньої кінцівки виконує *m. deltoideus, pars acromial*, який розвиває максимальну силу під час руху. М'язи ротаторної манжети виступають переважно стабілізаторами, забезпечуючи утримання плеча в суглобовій западині. Їхня м'язова активність спрямована протилежно до напрямку руху. Найбільша активність досліджених м'язів припадає на кут відведення від 30° до 50°. При куті 30°-50° спостерігається або зменшення м'язової сили, або перехід м'язів (зокрема, *m. subscapularis* та *m. teres minor*) у режим підтримки. Для здійснення руху вище 30° у роботу додатково залучається лопатковий м'язовий апарат.

Література

1. Bergmann G, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Westerhoff P. In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *J Biomech.* 2011;44(8):1543-52. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.02.142.
2. Gutiérrez S, Levy JC, Frankle MA, Cuff D, Keller TS, Pupello DR, Lee WE 3rd. Evaluation of abduction range of motion and avoidance of inferior scapular impingement in a reverse shoulder model. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008 Jul-Aug;17(4):608-15. doi: 10.1016/j.jse.2007.11.010.
3. Wu JG, Bordonni B. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Scapulohumeral Muscles. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546633/>
4. Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Némóz C, Walch G. A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12(3):207-13. doi: 10.1016/s1058-2746(02)86804-5.
5. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandey MG. Muscle and joint-contact loading at the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty. *J Orthop Res.* 2011 Dec;29(12):1850-8. doi: 10.1002/jor.21437.
6. Virani NA, Cabezas A, Gutiérrez S, Santoni BG, Otto R, Frankle M. Reverse shoulder arthroplasty components and surgical techniques that restore glenohumeral motion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(2):179-87. doi: 10.1016/j.jse.2012.02.004.
7. Lädermann A, Walch G, Lubbeke A, Drake GN, Melis B, Bacle G, Collin P, Edwards TB, Sirveaux F. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(3):336-41. doi: 10.1016/j.jse.2011.04.020.
8. Roche CP, Diep P, Hamilton M, Crosby LA, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, Routman HD. Impact of inferior glenoid tilt, humeral retroversion, bone grafting, and design parameters on muscle length and deltoid wrapping in reverse shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis (2013).* 2013;71(4):284-93.
9. Berhouet J, Garaud P, Favard L. Evaluation of the role of glenosphere design and humeral component retroversion in avoiding scapular notching during reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23(2):151-8. doi: 10.1016/j.jse.2013.05.009.
10. Chadwick EK, Blana D, Kirsch RF, van den Bogert AJ. Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2014 Jul;61(7):1947-56. doi: 10.1109/TBME.2014.2309727.
11. Tyazhelov O, Karpinska O, Rykun M, Branitskyi O. Effect of changes in the length of the components of the musculotendinous element of the elbow flexor muscles on the isometric force and joint torque. *OTP.* 2024; (4):48-55. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872023448-55>
12. Moser T, Lecours J, Michaud J, Bureau NJ, Guillin R, Cardinal É. The deltoid, a forgotten muscle of the shoulder. *Skeletal Radiol.* 2013 Oct;42(10):1361-75. doi: 10.1007/s00256-013-1667-7.